

# 座位作業における座面の傾動が腰背部に及ぼす影響

## 可動座面椅子を用いた試み

藤村 昌彦 河村 光俊 奈良 勲

キーワード (Key words) : 1. VDT (Visual Display Terminal) 2. 座位作業 (sitting position task)  
3. 可動座面椅子 (automatic chair with slope-decline function)

## はじめに

生産工場でのオフィス・オートメーション化, マイクロ・エレクトロニクス化などにより作業効率は飛躍的に進歩した。その結果, 長時間座位のまま作業を強いられる事務作業・機械監視作業・機械操作作業などの労働が増加した。座位での作業は負担が小さいとされているが, 腰椎の生理的な前彎が減少するために椎間板への負担が大きくなり立位に比べて腰痛発生のリスクが高くなる。脊椎や腰にかかる負荷は, 立位時のおよそ1.4倍と報告されている<sup>1)</sup>。このように, 座位作業には大きなリスクをとともなうにもかかわらず, リハビリテーション医学の領域で作業椅子に関する報告は少ない。

これまでわれわれの研究グループでは, 座位作業での腰背部への負担を軽減させる目的で座面が電動モータで連続的に動く, 傾動座面機能を持つ椅子を開発してきた。この椅子が腰背部に及ぼす影響を明らかにするために, 同椅子の効果判定を以下のような要領で実施したいと考えた。

効果判定の指標として筋電図周波数分析法を用いた。通常, 同法による筋疲労の評価では, 等尺性筋収縮状態の筋放電から任意的に抽出した数秒を解析する手法が多い<sup>2)</sup>。本研究では, 90秒間の脊柱起立筋の等尺性筋収縮を筋電計にて測定し, それらのデータを4秒毎に周波数分析して回帰直線を算出した。その回帰直線の傾きの差を比較することで, 筋疲労の評価を行った。同法による筋疲労評価の報告が少ないため, 可動座面椅子の効果判定に先立ち予備実験を行った。意図的に, 脊柱起立筋に疲労を発生させて周波数の経時的な変化を回帰直線で表して検討したのであわせて報告する。

### 実験 1 : 周波数分析の回帰直線の傾きの差による筋疲労評価法 - 信頼性の検討 -

#### 1. 対象及び方法

対象は, 健康な18~28歳の男子14名である (表1)。

表1 被験者の属性

| 番号          | 年齢 (才)     | 身長 (cm)     | 体重 (kg)    |
|-------------|------------|-------------|------------|
| 1           | 20         | 170.0       | 72.0       |
| 2           | 20         | 173.0       | 60.0       |
| 3           | 21         | 174         | 65         |
| 4           | 20         | 174.0       | 65.0       |
| 5           | 21         | 164         | 55         |
| 6           | 19         | 165.0       | 63.0       |
| 7           | 24         | 165         | 54         |
| 8           | 24         | 166.0       | 59.0       |
| 9           | 24         | 169.0       | 62.0       |
| 10          | 25         | 171.0       | 60.0       |
| 11          | 26         | 170.0       | 72.0       |
| 12          | 24         | 176.5       | 67.0       |
| 13          | 27         | 173.0       | 65.0       |
| 14          | 28         | 176.0       | 69.0       |
| (mean ± SD) | 23.1 ± 2.9 | 170.5 ± 4.2 | 63.4 ± 5.6 |

測定部位は, 右脊柱起立筋とした。測定法は, 腰背部筋の評価として用いられるSorensen法を採用した<sup>3)</sup>。腹臥位で臍部から上半身をベッドの端より浮かせ体幹の水平位を維持し脊柱起立筋の等尺性収縮の筋活動状態をNoraxon社製マイオシステム1200を用いて測定した (図1)。電極は, 小型生体用表面皿電極 (SAKAI社製M-00-S) を使用し, 十分な前処理 (皮膚インピーダンス5キロオーム以下) 後, 表面電極を脊柱起立筋のL3-L4レベルに電極間距離3cmで貼付した。まず最初に, 疲労前データとして水平位保持が安定した時点から90秒間サンプリングを行った (サンプリング周波数1kHz)。測定終了後, 腹臥位の状態で3分間の安静保持をとらせた。次に, 3分間の休息後に疲労後データとして前回同様に90秒間のサンプリングを行った。これらのデータをNoraxon社製マイオリサーチEM-123を用いて中間パワースペクトル値 (以下MdPF) を検出し, その統計的処理を行った。

疲労前データと疲労後データの周波数徐波化を比較検討するために, 3秒毎の周波数の変化を回帰直線で表し

・ Electromyographic study of the influence of a moving seat on the lumbar region fatigue (A trial of chair with slope-decline function)

・ 所属 : 広島大学医学部保健学科

・ 広島大学保健学ジャーナル Vol. 1(1) : 65~72, 2001

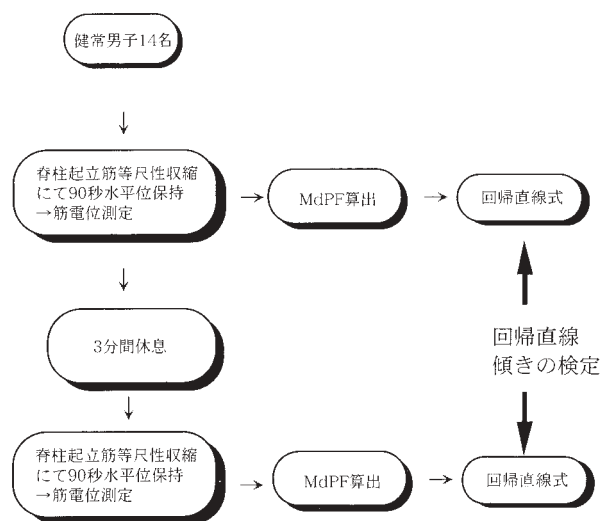


図2 実験1 模式図

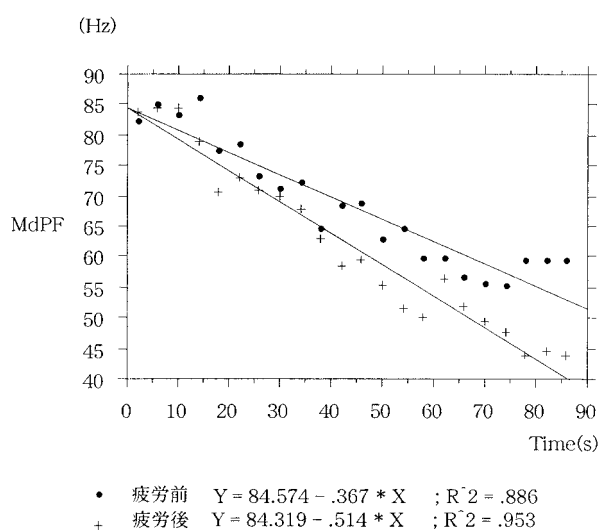


図3 疲労前後におけるMdPFの比較（症例10）

その傾きを比較した（図2）。

## 2. 実験1の結果

MdPFの4秒毎の経時変化をみるために統計ソフトStat View4.0を用いて回帰直線を算出した（図3：代表例として1例を提示）。すべての対象者の相関係数の平均は、疲労前データ $0.834 \pm 0.081$ （mean  $\pm$  SD）、疲労後データ $0.889 \pm 0.060$ （mean  $\pm$  SD）であった（表2）。

疲労前データと疲労後データについて周波数徐波化の経時変化を回帰直線に表して双方の傾きの差を算出（図4）したところ、疲労後の回帰直線の傾きは、14例すべて疲労前データより大きい値を示した。14例中10例では有意差（ $p < 0.05$ ）が認められた（表3）。

## 実験2：可動座面椅子の効果判定について



図1 筋電測定

Sorensen法：腹臥位で臍部から上半身をベッドの端より浮かせて体幹の水平位を維持する。脊柱起立筋の筋活動状態を筋電計を用いて測定。

表2 回帰直線式及び分散分析結果

| 被験者 | 種類  | 回帰直線                                 | F 値   |
|-----|-----|--------------------------------------|-------|
| 1   | 疲労前 | $Y = 90.803 - .386 * X; R^2 = .849$  | 112.1 |
|     | 疲労後 | $Y = 88.297 - .420 * X; R^2 = .862$  | 125.2 |
| 2   | 疲労前 | $Y = 82.109 - .270 * X; R^2 = .776$  | 69.5  |
|     | 疲労後 | $Y = 86.903 - .362 * X; R^2 = .924$  | 242.5 |
| 3   | 疲労前 | $Y = 102.314 - .367 * X; R^2 = .830$ | 97.6  |
|     | 疲労後 | $Y = 101.686 - .526 * X; R^2 = .916$ | 216.9 |
| 4   | 疲労前 | $Y = 75.742 - .228 * X; R^2 = .784$  | 72.7  |
|     | 疲労後 | $Y = 73.898 - .301 * X; R^2 = .843$  | 107.5 |
| 5   | 疲労前 | $Y = 81.760 - .370 * X; R^2 = .935$  | 286.1 |
|     | 疲労後 | $Y = 75.329 - .438 * X; R^2 = .960$  | 476.2 |
| 6   | 疲労前 | $Y = 66.781 - .251 * X; R^2 = .859$  | 121.4 |
|     | 疲労後 | $Y = 66.143 - .365 * X; R^2 = .926$  | 250.9 |
| 7   | 疲労前 | $Y = 80.996 - .270 * X; R^2 = .852$  | 114.8 |
|     | 疲労後 | $Y = 83.966 - .447 * X; R^2 = .926$  | 250.5 |
| 8   | 疲労前 | $Y = 57.016 - .193 * X; R^2 = .619$  | 32.5  |
|     | 疲労後 | $Y = 59.529 - .284 * X; R^2 = .737$  | 56.1  |
| 9   | 疲労前 | $Y = 75.513 - .209 * X; R^2 = .831$  | 98.4  |
|     | 疲労後 | $Y = 79.320 - .290 * X; R^2 = .826$  | 95.1  |
| 10  | 疲労前 | $Y = 84.574 - .367 * X; R^2 = .886$  | 155.5 |
|     | 疲労後 | $Y = 84.319 - .514 * X; R^2 = .953$  | 405.8 |
| 11  | 疲労前 | $Y = 82.088 - .319 * X; R^2 = .883$  | 151.6 |
|     | 疲労後 | $Y = 78.856 - .496 * X; R^2 = .892$  | 165.0 |
| 12  | 疲労前 | $Y = 59.430 - .167 * X; R^2 = .763$  | 64.4  |
|     | 疲労後 | $Y = 64.381 - .259 * X; R^2 = .878$  | 143.9 |
| 13  | 疲労前 | $Y = 102.930 - .488 * X; R^2 = .935$ | 289.8 |
|     | 疲労後 | $Y = 97.550 - .611 * X; R^2 = .941$  | 316.6 |
| 14  | 疲労前 | $Y = 85.821 - .343 * X; R^2 = .878$  | 144.4 |
|     | 疲労後 | $Y = 75.417 - .351 * X; R^2 = .858$  | 121.2 |

## 1. 対象及び方法

対象は、健康な18～22歳の男子大学生10名である（表

表3 回帰係数の差の検定

| 被験者 | t値     | p値     |
|-----|--------|--------|
| 1   | -0.644 |        |
| 2   | -2.297 | p<0.05 |
| 3   | -3.070 | p<0.01 |
| 4   | -1.851 |        |
| 5   | -2.297 | p<0.05 |
| 6   | -3.522 | p<0.01 |
| 7   | -4.681 | p<0.01 |
| 8   | -1.787 |        |
| 9   | -2.203 | p<0.05 |
| 10  | -3.767 | p<0.01 |
| 11  | -6.509 | p<0.01 |
| 12  | -3.085 | p<0.01 |
| 13  | -2.762 | p<0.05 |
| 14  | -0.208 |        |

表4 被験者の属性

| 番号        | 年齢(才)    | 身長(cm)    | 体重(kg)   | 坐高(cm)   |
|-----------|----------|-----------|----------|----------|
| 1         | 20       | 168.0     | 55.0     | 86       |
| 2         | 21       | 175.0     | 55.8     | 94       |
| 3         | 36       | 172.0     | 68.0     | 88       |
| 4         | 20       | 174.0     | 65.0     | 89       |
| 5         | 22       | 173.0     | 59.2     | 88       |
| 6         | 24       | 170.0     | 68.0     | 97       |
| 7         | 20       | 173.0     | 60.0     | 91       |
| 8         | 20       | 170.0     | 72.0     | 93       |
| 9         | 19       | 165.0     | 63.0     | 93       |
| 10        | 21       | 174.0     | 65.0     | 94       |
| (mean±SD) | 22.3±5.0 | 171.4±3.1 | 63.1±5.6 | 91.3±3.5 |

4). 方法は、120分間のパソコン入力作業を可動座面椅子(傾動角度および速度: 14秒間に±1度)と固定座面椅子において行なわせ、両者の腰背部に及ぼす影響を比較した。検査項目は、作業終了後に脊柱起立筋の等尺性収縮を筋電計で測定し、筋疲労について検討した。筋電位の測定は、実験1同様にSorensen法とした。

測定順位による影響を避けるために、前半の5名は先に可動座面椅子の測定を行い、後半の5名は逆の順序で測定した。また、測定疲労の影響を配慮して測定は1日1回のみとした。双方の比較は、4秒毎の周波数の変化を回帰直線で表しその傾きを比較した(図5)。

補足: 可動座面椅子について

図7は可動座面椅子の(a)正面外観図及び(b)左側

$$t_0 = \frac{|b_{1a} - b_{1b}|}{\sqrt{(1/S_{xxa} + 1/S_{xxb})V_e}}$$

$b_{1a}$  回帰係数(座面固定椅子)

$b_{1b}$  回帰係数(座面傾動椅子)

$S_{xxa}$  xの平方和(座面固定椅子)

$S_{xxb}$  xの平方和(座面傾動椅子)

$V_e$  = 回帰誤差の分散

図4 回帰直線の傾きの差の検定

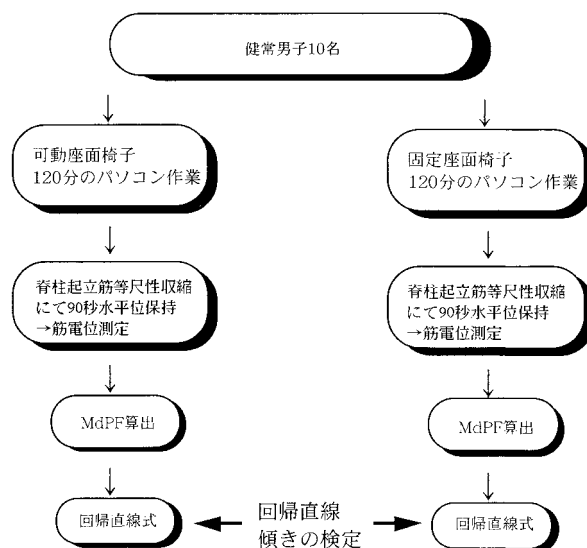
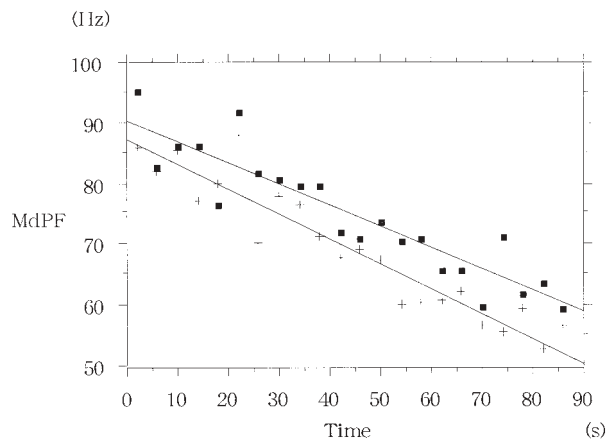


図5 実験2模式図

面外観図である。図8は平面図、図9は正面図、図10は右側面図、及び図11はAA断面図である。可動座面椅子は、背もたれ部(1)を脚部材(2)に設置し、座部(3)を背もたれ部とは分離かつ独立し、脚部材との間に支持させて、座部を前後に傾動反復運動させるようにしたものである。

構造は、脚部材に設置した背もたれ部、背もたれ部とは分離かつ独立して脚部材との間に傾可能に回動支持した座部、座部の下面に設けられこの座部を機械的・連続的に傾動させるための動力部、座部の傾動方向を所定の角度範囲内で自動的に交番するための傾動反復機構を具備している。上記構成において、傾動作動手段はウォーム歯車要素を主体とするものであり、座部下面の傾動軸に弧状のウォーム歯車(4)を軸装して、ウォーム歯車に歯合するウォーム軸(5)を軸支し、かつ、減速機(6)を介してモータ駆動するものである。

また、運動転換手段は、傾動軸の軸端にロータリーエンコーダ(7)を設け、減速機出力軸としたウォーム軸の回転速度を制御している。そして、傾斜角度の設定下限位置を検知してウォーム軸の正逆回転を切替え指示するようにしている。



■ 可動座面椅子  $Y = 90.195 - .347 * X$  ;  $R^2 = .91$   
 + 固定座面椅子  $Y = 87.033 - .408 * X$  ;  $R^2 = .95$

図6 可動座面椅子と固定座面椅子を使用後 MdPFの比較 (症例9)

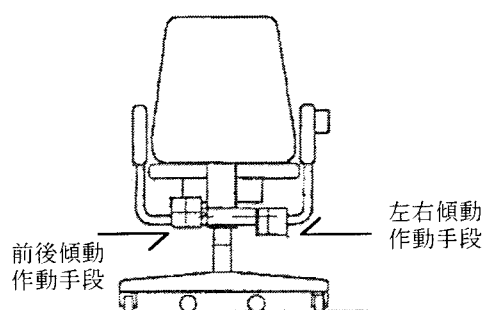


図7 可動座面傾動椅子 (a) 正面図

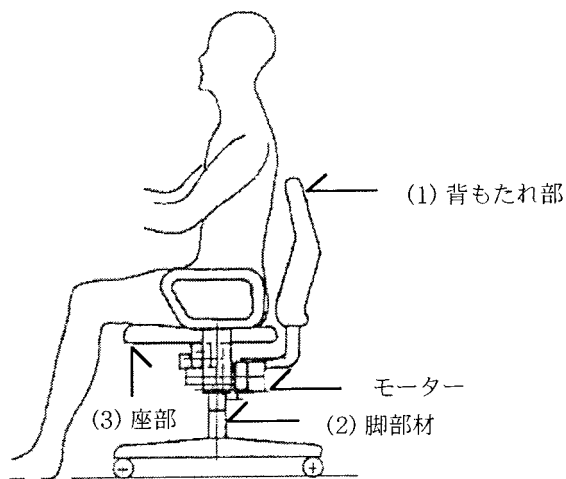


図7 可動座面傾動椅子 (b) 左側面図

他方、固定座面椅子は可動座面椅子の傾動反復運動を止めて、水平位固定で使用した。

## 2. 実験2の結果

可動座面及び固定座面椅子におけるMdPFの4秒毎の経時的变化を統計ソフトStat View4.0を用いて解析をした(図6:代表例として1例を提示)。すべての対象者の

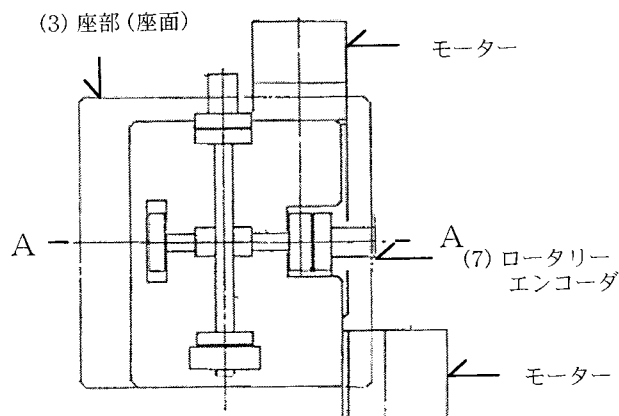


図8 平面図

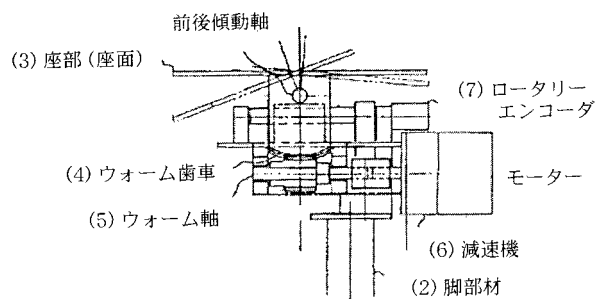


図9 平面図

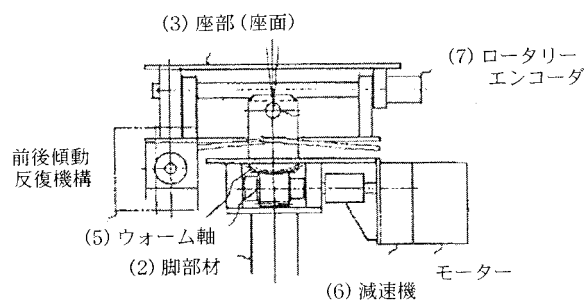


図10 右側面図

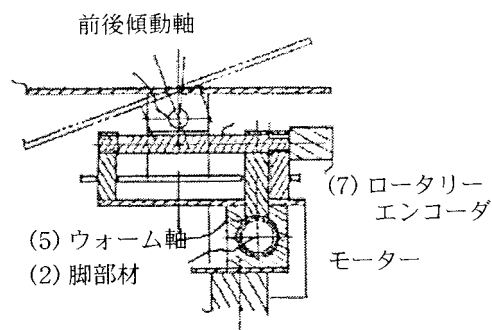


図11 AA断面図



表5 回帰直線式及び分散分析結果

| 被験者 | 種類   | 回帰直線                                 | F 値    |
|-----|------|--------------------------------------|--------|
| 1   | 固定椅子 | $Y = 92.611 - .512 * X; R^2 = .944$  | 467.8  |
|     | 可動椅子 | $Y = 96.898 - .515 * X; R^2 = .946$  | 490.9  |
| 2   | 固定椅子 | $Y = 75.192 - .318 * X; R^2 = .922$  | 331.3  |
|     | 可動椅子 | $Y = 62.495 - .241 * X; R^2 = .926$  | 350.8  |
| 3   | 固定椅子 | $Y = 104.852 - .561 * X; R^2 = .954$ | 458.3  |
|     | 可動椅子 | $Y = 95.776 - .455 * X; R^2 = .942$  | 574.4  |
| 4   | 固定椅子 | $Y = 103.126 - .760 * X; R^2 = .942$ | 261.5  |
|     | 可動椅子 | $Y = 109.459 - .692 * X; R^2 = .921$ | 187.2  |
| 5   | 固定椅子 | $Y = 113.407 - .453 * X; R^2 = .941$ | 448.8  |
|     | 可動椅子 | $Y = 98.600 - .470 * X; R^2 = .955$  | 590.9  |
| 6   | 固定椅子 | $Y = 85.475 - .327 * X; R^2 = .819$  | 90.7   |
|     | 可動椅子 | $Y = 88.310 - .257 * X; R^2 = .666$  | 39.8   |
| 7   | 固定椅子 | $Y = 97.434 - .343 * X; R^2 = .877$  | 156.5  |
|     | 可動椅子 | $Y = 77.637 - .217 * X; R^2 = .579$  | 30.3   |
| 8   | 固定椅子 | $Y = 110.939 - .486 * X; R^2 = .974$ | 1049.0 |
|     | 可動椅子 | $Y = 101.334 - .407 * X; R^2 = .973$ | 1014.5 |
| 9   | 固定椅子 | $Y = 87.033 - .408 * X; R^2 = .952$  | 554.5  |
|     | 可動椅子 | $Y = 90.195 - .347 * X; R^2 = .916$  | 305.4  |
| 10  | 固定椅子 | $Y = 95.056 - .348 * X; R^2 = .836$  | 91.8   |
|     | 可動椅子 | $Y = 95.044 - .331 * X; R^2 = .821$  | 82.4   |

相関係数の平均は、傾動椅子使用後 $0.916 \pm 0.053$  (mean  $\pm$  SD), 固定椅子使用後 $0.865 \pm 0.135$  (mean  $\pm$  SD) であった (表5)。

可動座面椅子と固定座面椅子間において、双方の回帰直線の傾きの差を算出した。その結果、10例中8例では固定座面椅子使用後の傾きの方が絶対値が大きな負の値を示し、内5例では有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた (表6)。2例は可動座面椅子使用後の傾きの絶対値が大きかったがその差は小さく有意差は認められなかった。

## 考 察

### 1. 筋疲労の評価に関して

筋疲労の評価方法として筋放電の質的变化をFast Fourier Transform (FFT法) を利用して、筋電位のパワースペクトラムを求め、周波数成分の変化を比較をした。FFT法は、筋の質的評価法の1つとして筋電図周波数分析法として広く認知されている手法である<sup>4) 5) 6)</sup>。

実験1では、意図的に発生させた脊柱起立筋の疲労後データ14例すべてにおいて、回帰直線の傾きは疲労前データと比較して絶対値が大きな負の値を示した。脊柱起立筋の筋疲労における徐波化現象は、森谷<sup>7)</sup>や永田<sup>8)</sup>らによって確認されているが、実験1の結果はこれらの報告と一致するものであり、FFT法による疲労評価の妥当性を再確認することができた。周波数徐波化の生理的な

表6 回帰係数の差の検定

| 被験者 | t 値    | p 値        |
|-----|--------|------------|
| 1   | 0.102  |            |
| 2   | -3.560 | $p < 0.01$ |
| 3   | -3.370 | $p < 0.01$ |
| 4   | -0.978 |            |
| 5   | 0.594  |            |
| 6   | -1.314 |            |
| 7   | -2.619 | $p < 0.05$ |
| 8   | -3.980 | $p < 0.01$ |
| 9   | -2.307 | $p < 0.05$ |
| 10  | -0.321 |            |

機序は、筋が活動することによって無酸素解糖反応が進みpHと重炭酸イオン濃度が乳酸蓄積するため著しく低下して筋細胞内酸性化が起こり、それにより筋細胞膜の伝導性が低下し活動電位の発生も遅くなり、神経インパルスの細胞への到達が阻害されEMG信号の周波数成分の徐波化が起こるとされている<sup>7) 9)</sup>。

生体から切離した筋の一端に重錘を吊し、その筋に電気刺激を与えると、筋は収縮し重錘を持ち上げる。この作業を繰り返して実施すると、徐々に収縮力は減少し、収縮、弛緩は緩徐となる。このような状態が生理学的に筋疲労と呼ばれるもので、筋の能力低下の一因となる。筋の収縮と弛緩のエネルギー効率は、筋や神経細胞からの電解質移動や疲労物質の産生、例えばキノトキシンや乳酸、あるいは筋組織の酸性化といった生化学的な面から筋疲労を評価する方法、あるいは筋活動電位から疲労を観察することも可能である。この筋活動電位を記録したものが筋電図である<sup>10)</sup>。一般的には、用途に応じてFFT法、積分値法、RMS法 (root mean square)、MRS法 (magnetic resonance spectroscopy) などの方法が用いられる。周波数分析法は、MRSのような機器は必要なく、最近の筋電計の中には周波数分析のプログラムも組み込まれているものがあり、比較的簡単に用いることができる。そのため、筋疲労の評価法のひとつとして利用されている。

FFT法により筋疲労を検討する場合、解析する信号波形の定常性が前提<sup>11)</sup>となる。周波数は筋出力の程度によって大きく異なるからである。それゆえに、今回の実験では原始的手法であるが、Sorensen法 (自重に対する等尺性筋収縮による固定) を採用した。また、同法を実施するにあたり、一定以上の筋出力が必要とされる。

van der Hoeven は、最大収縮の20%以下の弱収縮では、周波数の変化はみられないと報告している<sup>12)</sup>。一方、花山は周波数徐波化による脊柱起立筋の疲労評価において、最大収縮の80%以上の出力が望ましいと報告している<sup>13)</sup>。さらに、FFT法の運用には一定以上のサンプリング時間が必要である。今回は、被験者に最長90秒間の等尺性筋収縮の努力をさせた。これらのことを考慮すると、高齢者や重度の腰痛症の場合は適用が困難であるが、今回のような健常者の筋疲労評価、産業衛生分野、あるいは健康増進分野などに適した手法といえる。他方、動的な評価には非正常信号波形の解析手法で時間分解能に優れたウェーブレット変換 (wavelet transform) が有効であると報告されている<sup>14)</sup>。

実験1、2で用いたMdPF、あるいはMEPFなどのパラメーターの変化は、表面筋電図の周波数分析による筋疲労の検出には広く用いられている。双方とも有用であると報告<sup>15)</sup>されているが、今回の測定においては、いわゆる『飛び値』に対する配慮が必要と考えMdPFを採用した。

## 2. 可動座面椅子に関して

実験2で使用した可動座面椅子は、電動モーターにより座面を傾動させ、座位姿勢において股関節、脊柱を連続的に変化してゆくことによりその可動性を高め、脊柱周囲筋、骨盤周囲筋の持続的緊張を緩和し、かつ、座面との接触部位を移動させることにより、腰背部への負担を軽減させることを主目的として製作した。これまでに、事務用や実用として製作された座面傾動椅子には、1) ロッキングシート<sup>16)</sup>、2) Bendix等の製作した座面傾動椅子<sup>17) 18)</sup>、3) ボール椅子 (Sitzball: Ledraplastic社)<sup>19) 20) 21)</sup>がよく知られている。Bendix等の椅子は、座面を回転軸の上に載せ、 $-8^{\circ}$  (後傾)  $\sim +19.5^{\circ}$  (前傾) の範囲で傾動する椅子である。ボール椅子は、背もたれと4本の脚にボールを入れる輪状の金具がついたもので、この金具に塩化ビニール製の空気の入った直径42~65cmのボールをはめ込み、そのボールの上に座るものである。ボールの弾力を利用して体位変換を容易にするものである。これらの椅子のうち、ロッキングシートが最も広く使用されている。ロッキングシートは、主として休息用の安楽椅子として使用されてきたが、事務用の椅子としても使用されている。

座位作業をする際にはどんな理想的な椅子を使っても完全に腰背部の痛みを解消することは困難とされてきた。しかし、少しでも負担を軽減させるために様々な取り組みが行われてきた。その方策の一つとして傾動座面椅子が検討されている。Mandal<sup>18)</sup>は、傾動座面椅子では固定座面椅子より下肢の動きが多くなり下腿の腫脹を軽減することが可能であると報告している。一方、

Bendixら<sup>17)</sup>の傾動座面椅子の実験では、下肢の腫脹の点では座面の違いによる有意差を認めない。脊柱起立筋の筋電位については、座面の違いとは無関係であった。傾動椅子に対する好みは、1時間の試行では有意差を認めたが、8時間の作業では有意差がなかったと報告している。

また、長島ら<sup>21)</sup>は、Sitzballと固定椅子着座時の僧帽筋右上部と右腰椎近傍の血液中の酸化ヘモグロビン (HbO<sub>2</sub>) とヘモグロビン (Hb) を近赤外線酸素モニター (NIRO) を用いて測定し、Sitzballの方が酸化ヘモグロビン濃度が高く、この原因としてSitzballの可動性が高いと推定している。このように、過去の研究では傾動座面は固定座面椅子に対していくつかの有利な点が報告されているが、その効果については十分に検討されていないのが現状である。

今回の実験結果では可動座面椅子と固定座面椅子間において、10例中8例では固定座面椅子使用後の周波数回帰直線の傾きが絶対値が大きな負の値を示し、内5例では有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた。このことは、脊柱起立筋において、可動座面椅子での作業の方が、負担が少なかったと推測できる。その理由として、筋に対して連続的な動きを与えることにより、持続的な筋収縮のために生じる筋疲労を阻止したと考える。また、姿勢変化による椎間板内圧の変化が考えられる。椎間板の栄養は、上述のとおり椎間板内圧の変化に依存するところが多い。そのため、他動的な姿勢の変化が椎間板周囲の血管からの組織液拡散を促したと推察される。

## 3. 座位作業に関して

立位作業に比べた座位作業の利点は、足、膝への体重免荷、エネルギー消費の低減などが考えられる。他方、欠点として、椎間板と背腰部筋への負担があげられる。特に、椎間板内圧の亢進は腰痛を引き起こす。

腰痛あるいは脊柱の運動能力におこる異常は、脊柱の分節状の構造の中にみられる “motor segment” (図12) と呼ばれる箇所の異常に起因することが多い<sup>22)</sup>。脊柱は23~24個の “motor segment” をもっている。“motor segment” では、椎間板、前縦靱帯、後縦靱帯、椎間関節、棘突起間黄色靱帯が動く部分で、さらに脊柱管内の脊髄など、左右の椎間孔もこれに属する。つまり、“motor segment” は、脊柱の構成要素の一単位ずつの組み合わせによりできている。特に、重要な役割をするのは椎間板である。水分を含んだ髄核が関節腔のような役割を果たし、線維輪が靱帯の役割を、上下の軟骨板が関節軟骨同様の働きをしている。

椎間板は頸椎から尾椎までの椎体間にあり、緩衝作用を持つ。荷重や運動による負荷は水分含有量の多い髄核部の圧力を上昇させるが、その周囲の線維輪が圧力をと

じ込め、内圧として上下の軟骨板方向にも圧を伝達して脊柱を強化する。

椎間板内圧は姿勢により大きく変化する。脊柱には生理的な彎曲があり、姿勢がこの彎曲から逸脱すると外から加えられたストレスに対して抵抗力が弱くなる。それは“motor segment”に、とくにその主体となっている椎間板にかかるストレスが不均一になるためである。

標準的な体格の人が物を持ち上げる場合に第5腰椎椎間板にかかるストレスは、持ち上げる重量のみならず上半身の傾度や彎曲の形によって大きく変わる（図13）<sup>22)</sup>。持ち上げる重量が重いほど、前傾角度が増し、直立位よりも円背状態の場合の方がストレスが増強する。前傾不良姿勢は、椎間板の変形を引き起こし不均一な負荷が加わるため、髄核を変位させて腰椎椎間板ヘルニアの原因となる。

座位姿勢は、腰椎椎間板の中心付近が支点となり、前傾が強くなると腰椎椎間板の内圧は高くなる。立位姿勢のL3椎間板内圧を100%とした場合、仰臥位24%、直立位140%、前屈座位190%と報告されている<sup>22)</sup>。このように座位での椎間板内圧は著しく高くなる場合があるが、少しでも椎間板内圧を軽減させるために、良姿勢を保つこと、バックレストなどの使用により適度な腰椎前彎を維持することによって腰部への負担を軽減することが可能である。

しかし、パソコン作業やモニター管理業務などVDT（Visual Display Terminal）作業では、体幹が前傾する肢位をとることが多い。我々の調査によると、パソコン作業者の肢位はデスクトップ型とノート型で若干異なることが判明した。要するにモニターのサイズが小さくなる程、体幹の前傾角度は大きくなることを確認している。最近では、エレクトロニクス技術の向上とともに小型で作業効率が優れているノートパソコン（15インチ以下）が数多く出回っている。また、モバイル型パソコンの需要も高まっている。このような小型モニターの作業環境では、前傾座位での過度な腰椎前傾作業が多くなると我々は推察する。

椎間板には血管は分布しておらず、血液の供給は乏しい状態にある。繊維輪から拡散的に送り込まれ、椎間板にかかる内圧は内側から外側に向かう拡散勾配を生じ、組織液が浸出する。椎間板の内圧が減少すると勾配が逆になり、組織液が入り込み栄養分が取り込まれる<sup>23)</sup>。従って、椎間板の栄養状態を良好な状態に保つためには、頻繁な椎間板における圧の変化が必要となる。このためには、姿勢の変換が重要であり、固定姿勢が継続すると栄養不良となる。長時間の座位作業において意識的に体位変換をするように努めるか、あるいは他動的に姿勢変換を行う配慮が必要である。これらのことから、可動座面椅子はVDT作業に有益であると考えられる。

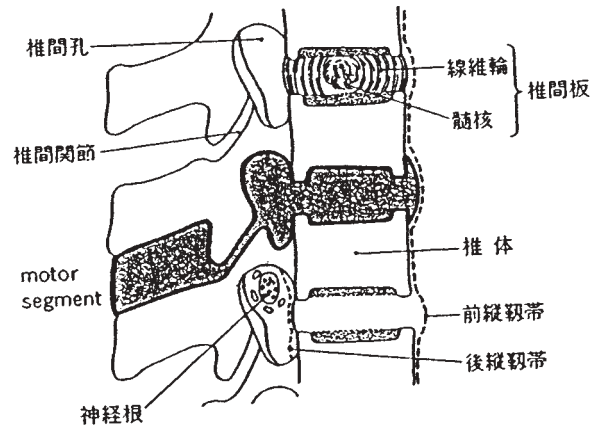


図12 motor segment  
（河端正也：腰痛テキスト．20，南江堂，1998．より）

| 負荷 (load)   |       |       |        |        |
|-------------|-------|-------|--------|--------|
| 体幹の前屈角度 (α) | 0kg   | 50kg  | 100kg  | 150kg  |
| 0 度         | 50kg  | 100kg | 150kg  | 200kg  |
| 30 度        | 150kg | 350kg | 600kg  | 850kg  |
| 60 度        | 250kg | 650kg | 1000kg | 1350kg |
| 90 度        | 300kg | 700kg | 1100kg | 1500kg |

図13 体幹の前傾と椎間板への負荷  
（河端正也：腰痛テキスト．22，南江堂，1998．より改変）

## 結 語

本研究では、VDT作業環境を改善する目的で座面が電動モータで継続的に動く傾動座面機能を持つ椅子を開発した。この椅子の腰背部に及ぼす影響を明らかにする目的で、座位作業における可動座面椅子の効果判定を実施した。

筋疲労の評価方法は、経時的な周波数徐波化によって行った。まず実験1において、同評価法の有効性を確認するために、意図的に脊柱起立筋に対して筋疲労を発生させて周波数変化を調べた。その結果、疲労前データと疲労後データでは、14例中すべてにおいて疲労後の回帰直線の傾きが絶対値が大きな負の値を示した。

次に、可動座面椅子と固定座面椅子間の比較において、10例中8例では固定座面椅子使用後の周波数回帰直線の傾きが絶対値が大きな負の値を示し、内5例では有意差（ $p<0.05$ ）が認められた。このことから可動座面椅子の使用は、腰部への負担を軽減する可能性を持つことが示唆された。



## 参考（引用）文献

- 1) エティヌ・グランジャン：コンピュータ化オフィスの人間工学. 144-157, 啓学出版, 1989.
- 2) 福田敏幸, 新谷和文：片麻痺患者と健常者の筋疲労特性. 理学療法科学, 11 : 173-177, 1996.
- 3) Kankaanpää M, Laaksonen D, Taimela S, Kokko SM, Airaksinen O, Hanninen O: Related Articles Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. Arch Phys Med Rehabil 79: 1069-1075, 1998.
- 4) Ng JK, Richardson CA: Related Articles Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil 77: 259-264, 1996.
- 5) Vaz MA, Zhang YT, Herzog W, Guimaraes AC, MacIntosh BR: Related Articles The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery. an electromyographic and vibromyographic study. Electromyogr Clin Neurophysiol 36: 221-230, 1996.
- 6) 神戸晃男, 山田俊昭, 山崎安朗, 東田紀彦, プリリアント・ムナディ, 山口昌夫, 松浦康孝：健常人大腿四頭筋のパワースペクトル解析. 理学療法科学19 : 421-426, 1992.
- 7) 森谷敏夫：筋肉と疲労. 体育の科学42 : 335-341, 1992.
- 8) 永田 晟, 長田 充：腰痛スポーツマンの脊柱起立筋における皮膚血流量と筋放電量. 日本整形外科スポーツ医学会雑誌16 : 138-145, 1996.
- 9) 福田敏幸, 新谷和文：片麻痺患者と健常者の筋疲労特性 FFTを用いた解析. 理学療法科学11 : 173-177, 1996.
- 10) 山野井昇：定量的評価法 疲労の評価. 理学療法8 : 349-354, 1991.
- 11) 吉田広行, 土井邦雄：ウェーブレット変換の基礎とコンピュータ支援診断への応用（第1部）・日本放射線技術学会雑誌52 : 18-26, 1996.
- 12) van der Hoeven JH, van Weerden TW, Zwarts MJ: Related Articles Long-lasting supernormal conduction velocity after sustained maximal isometric contraction in human muscle. Muscle Nerve 16: 312-320, 1993.
- 13) 花山耕三：リハビリテーションにおける電気生理学 表面筋電図による筋疲労の評価. 総合リハビリテーション24 : 431-434, 1996.
- 14) 加藤 浩, 藤野英次郎, 上島隆秀, 城石晴子, 時枝美貴, 高杉紳一郎, 神宮司誠也, 野口康男, 岩本幸英：歩行解析における股関節中殿筋の質的評価の試み wavelet変換による動的周波数解析. 理学療法科学26 : 179-186, 1999.
- 15) 正門由久, 野田幸男, 長谷公隆, 木村彰男, 千野直一：表面筋電図周波数分析による筋疲労の検討 同一筋内でのtopographical analysis. リハビリテーション医学31 : 409-414, 1994.
- 16) Konz S: Work Design 4th ed. 205-208, Publishing Horizons Inc, 1995.
- 17) Bendix T, Winkel J, Jessen F: Related Articles Comparison of office chairs with fixed forwards or backwards inclining, or tiltable seats. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 54: 378-385, 1985.
- 18) Mandal AC: Related Articles The correct height of school furniture. Physiotherapy 70: 48-53, 1984.
- 19) Maggie G: Bewegung-Haltung ergonomische Sichtweise. Schorndorf 44: 427-438, 1995.
- 20) Otuka T, Aiba T: A Study on Alertness in the " Sitzball" Sitting Condition. Tokai University Kiyou Kaihatukogaku 6: 75-83, 1996.
- 21) Nagashima K, Sugimoto M: A basic study on the blood flow seated in Sitzball. Ergonomics 33 Supple: 358-359, 1997.
- 22) 河端正也：腰痛テキスト. 11-26, 南江堂, 1998.
- 23) Bendix T: Sitting postures - a review of biomechanical and ergonomic aspects. Manual Medicine 2: 77-81, 1986.